

4

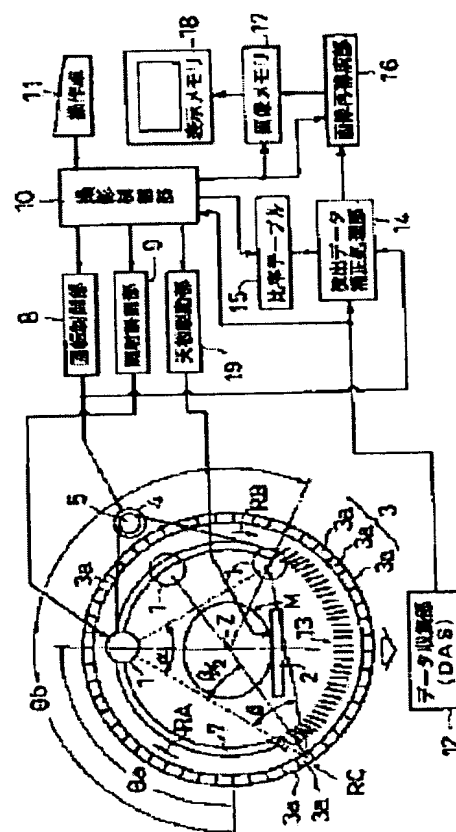
COMPUTERIZED TOMOGRAPH

Patent number: JP2001017420
Publication date: 2001-01-23
Inventor: OI JUNICHI; TONAMI HIROMICHI
Applicant: SHIMADZU CORP
Classification:
 - international: A61B6/03; G01T7/00
 - european:
Application number: JP19990190256 19990705
Priority number(s):

Abstract of JP2001017420

PROBLEM TO BE SOLVED: To avoid the deterioration of space resolution caused by the incidence of scattered X-rays into an X-ray detector.

SOLUTION: X-rays enter an X-ray detector 3 via a scattered X-ray removing collimator 13 in this computerized tomograph, and scattered X-rays are removed by the collimator 13 before entering the X-ray detector 3. Since the collimator 13 is moved integrally with an X-ray tube 1, the incidence angle of X-rays to the collimator 13 is invariably made constant, and such a case is avoided that the X-rays effective for image reconstitution process are interrupted by the collimator 13 and cannot be detected. The intensity fluctuation of the X-ray detection data caused by the change of the positional relation of the collimator 13 to the X-ray detector 3 is removed by the signal correction process of a detection data correction section 14, thereby the deterioration of space resolution caused by the incidence of scattered X-rays into the X-ray detector 3 can be properly avoided.



Data supplied from the esp@cenet database - Patent Abstracts of Japan

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-17420

(P2001-17420A)

(43) 公開日 平成13年1月23日 (2001.1.23)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームト* (参考)
A 6 1 B 6/03	3 2 0	A 6 1 B 6/03	3 2 0 J 2 G 0 8 8
	3 4 7		3 4 7 4 C 0 9 3
	3 5 0		3 5 0 F
G 0 1 T 7/00		G 0 1 T 7/00	B

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平11-190256

(22) 出願日 平成11年7月5日 (1999.7.5)

(71) 出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(72) 発明者 大井 淳一

京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会
社島津製作所内

(72) 発明者 戸波 寛道

京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会
社島津製作所内

(74) 代理人 100093056

弁理士 杉谷 勉

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF02 JJ02 JJ12 LL15

4C093 AA22 BA04 CA02 EA12 EB22

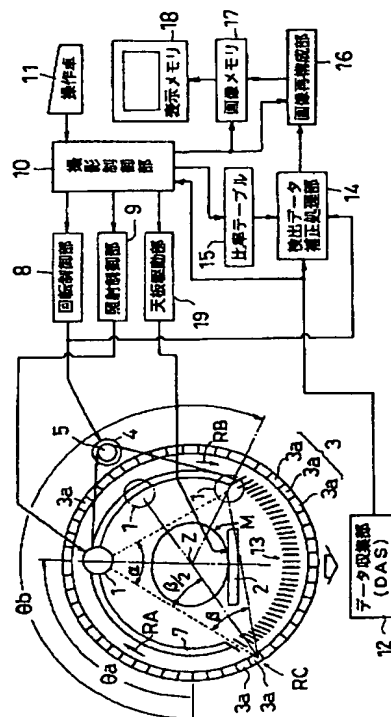
FA13 FA42 FA60 FC17

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 X線検出器への散乱X線の入射による空間分解能の低下を回避する。

【解決手段】 この発明のX線CT装置は、散乱X線除去用のコリメータ13を介してX線がX線検出器3に入射する構成であるので、散乱X線はX線検出器3に入射する前にコリメータ13で除かれる。また、コリメータ13はX線管1と一体的に移動するので、コリメータ13に対するX線の入射角は常に同一となり、画像再構成処理に有効なX線がコリメータ13で遮られて検出できないという事態が回避される。さらに、X線検出器3に対するコリメータ13の位置関係の変化に起因するX線検出データの強度変動は、検出データ補正部14の信号補正処理により除去される。その結果、この発明によれば、X線検出器3への散乱X線の入射による空間分解能の低下を適正なかたちで回避できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体にX線ビームを照射するX線照射手段と、このX線照射手段を被検体の周囲を巡るように回転させる回転駆動手段と、多数のX線検出ユニットが被検体の全周を巡るように配列されているX線検出手段とを備え、X線照射手段によるX線照射に伴ってX線検出手段から出力されるX線検出データに基づきCT画像作成用の再構成処理を行うよう構成されたX線CT装置において、X線照射手段に対しては被検体を挟んで対向配置となるとともに、X線検出手段に対しては前面配置とな

るようにしてX線照射手段と一体的に移動するように配設されている散乱X線除去用のコリメータ手段と、X線検出手段に対するコリメータ手段の位置関係の変化に起因するX線検出データの強度変動を除去する信号補正処理を行う検出データ補正処理手段とを備えていることを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】請求項1に記載のX線CT装置において、コリメータ手段は、スリット間隔の大きい第1コリメータとスリット間隔の小さい第2コリメータとを具備するとともに、第1コリメータおよび第2コリメータのい

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、被検体のX線CT撮影（X線コンピュータ断層撮影）を行う第4世代タイプのX線CT装置に係り、特にX線検出器への散乱X線の入射による空間分解能の低下を回避するための技術に関する。

【0002】

【従来の技術】第3世代タイプのX線CT装置の場合、図9に示すように、被検体Mを挟んで対向配置されたX線管51と多チャンネル式のX線検出器52とが一体となって被検体Mの周りを回転する構成となっている。一方、第4世代タイプのX線CT装置の場合、図10に示すように、X線管51の側は被検体Mの周りを回転するけれど、多チャンネル式のX線検出器53の側は多数のX線検出ユニット53aが被検体Mの全周を巡るように配列されていて動く必要がない構成となっており、このX線検出器53の側を回転させる必要がない点が第4

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の第4世代タイプのX線CT装置は、散乱X線がX線検出器53に入射するので空間分解能が低く、最終的なCT画像（コンピュータ断層画像）の画質が十分でないという問題がある。すなわち、第3世代タイプの装置の場合、X線検出器52の前にコリメータ（図示省略）が設けられていて、X線検出器52への散乱X線の入射を防止することができるけれども、第4世代タイプの装置の

場合、X線検出器53の前にコリメータが設けられていないので、散乱X線が全て入射してしまうのである。第3世代装置の場合と異なり、第4世代装置のX線検出器53の各X線検出ユニット53aでは、X線管51の回転にともなって様々な角度からX線が入射する。したがって、もし仮にコリメータをX線検出器53に取り付けてX線の入射角度を制限すると、画像再構成に利用され得る有効なX線までも必要以上に遮られるという別の問題を生じるので、コリメータがX線検出器53に取り付けられていないのである。

【0004】この発明は、上記の事情に鑑み、X線検出器への散乱X線の入射による空間分解能の低下を回避することができる第4世代タイプのX線CT装置を提供することを課題とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記課題を達成するため、この発明のX線CT装置は、被検体にX線ビームを照射するX線照射手段と、このX線照射手段を被検体の周囲を巡るように回転させる回転駆動手段と、多数のX線検出ユニットが被検体の全周を巡るように配列されているX線検出手段とを備え、X線照射手段によるX線照射に伴ってX線検出手段から出力されるX線検出データに基づきCT画像作成用の再構成処理を行うよう構成されたX線CT装置において、X線照射手段に対しては被検体を挟んで対向配置となるとともに、X線検出手段に対しては前面配置となるようにしてX線照射手段と一体的に移動するように配設されている散乱X線除去用のコリメータ手段と、X線検出手段に対するコリメータ手段の位置関係の変化に起因するX線検出データの強度変動を除去する信号補正処理を行う検出データ補正処理手段とを備えていることを特徴とする。

【0006】また、請求項2の発明は、請求項1に記載のX線CT装置において、コリメータ手段は、スリット間隔の大きい第1コリメータとスリット間隔の小さい第2コリメータとを具備するとともに第1コリメータおよび第2コリメータのいずれか一方をX線検出手段の前に選択的にセットできるよう構成されている。

【0007】〔作用〕次に、この発明のX線CT装置によりX線撮影を実行する際のX線検出手段への散乱X線の入射回避作用について説明する。この発明のX線CT装置の場合、X線撮影実行の際は、X線照射手段の側は回転駆動手段により被検体の周りを巡るように回転させられる。一方、多数のX線検出ユニットが被検体の全周を巡るように配列されているX線検出手段の側は動かずに被検体からの透過X線を検出してX線検出データを出力する。つまり、この発明のX線CT装置は第4世代タイプの装置であり、勿論、X線検出手段から出力されるX線検出データに基づきX線検出手段の後段でCT画像作成用の再構成処理が行われる。

【0008】そして、この発明のX線CT装置では、散

乱 X 線除去用のコリメータ手段が X 線照射手段の側に一体的に配設されていて、X 線照射手段の回転と連動して散乱 X 線除去用のコリメータ手段も、X 線照射手段に対しては被検体を挟んで対向配置の状態を保つとともに、X 線検出手段に対しては前面配置の状態を保ちながら回転する。したがって、X 線検出手段には常に散乱 X 線除去用のコリメータ手段を介して X 線が入射されることになるので、空間分解能を低下させる散乱 X 線は X 線検出手段に入射する前にコリメータ手段で除去される。また、X 線照射手段に対する散乱 X 線除去用のコリメータ手段の対向配置状態が常に一定に保たれていて、検出すべき X 線のコリメータ手段に対する入射角は全く変わらないので、検出すべき X 線がコリメータ手段で遮られて X 線の検出が妨げられる事態は起こらない。

【0009】さらに、X 線検出手段から出力される X 線検出データに対しては、検出データ補正手段により、X 線検出手段に対するコリメータ手段の位置関係の変化に起因する X 線検出データの強度変動を除去する信号補正処理が行われる。つまり、X 線検出手段に対するコリメータ手段の位置関係の変化に伴って、各 X 線検出ユニットとコリメータ手段（のスリット）の間の対面状況が微妙に変化して各 X 線検出ユニットについて見ると X 線入射量が変動する。被検体の X 線吸収量とは無関係な X 線入射量の変動は、各 X 線検出ユニットの X 線検出データの強度変動（誤差）となって現れるので、この X 線検出データの強度変動を検出データ補正手段による信号補正処理により除去するのである。

【0010】また、請求項 2 の発明の X 線 CT 装置の場合、空間分解能より検出感度が優先する場合はスリット間隔の大きい第 1 コリメータが選択されて X 線検出手段の前面に配置され、逆に空間分解能が検出感度より優先する場合はスリット間隔の小さい第 2 コリメータが選択されて X 線検出手段の前面に配置される。

【0011】

【発明の実施の形態】続いて、この発明の一実施例を図面を参照しながら説明する。図 1 は実施例に係る第 4 世代タイプの X 線 CT 装置の全体構成を示すブロック図、図 2 は実施例の X 線 CT 装置の撮像系の概略構成を示す側面図である。

【0012】実施例の X 線 CT 装置は、図 1 に示すように、天板 2 の上に載置された被検体 M にファン状 X 線ビーム（扇状 X 線ビーム）FB を照射する X 線管（X 線照射手段）1 と、多数の X 線検出ユニット 3 a が被検体 M の全周を巡る（例えば直径 1.2 m 程度の）円環に沿って配列されている多チャンネル型の X 線検出器（X 線検出手段）3 とを備え、回転中の X 線管 1 から照射される X 線を X 線検出器 3 が非回転（不動）のままで検出する第 4 世代タイプとして構成されているとともに、X 線検出器 3 から出力される X 線検出データに従って X 線検出器 3 の後段で CT 画像作成用の再構成処理が行われるよ

う構成されている。以下、実施例装置の構成をより具体的に説明する。

【0013】実施例装置の場合、図 1 および図 2 に示すように、X 線管 1 はモータ 4 の回転力がプーリ 5 およびベルト 6 を介して伝達されるのに伴って回転する回転リング 7 に固定されており、回転制御部 8 のコントロールによるモータ 4 の回転により回転リング 7 が連動して矢印 RA、RB の示す方向に回転するのに従って X 線管 1 が被検体 M の体軸 Z の周りを巡るように回転させられる構成になっている。X 線検出器 3 の方は回転リング 7 には取り付けられていなくて、X 線管 1 の回転中も不動のままである。なお、実施例装置の場合、図 2 に示すように、X 線の検出を妨げないように、X 線管 1 および回転リング 7 は、X 線検出器 3 に対して Z 方向に少しズレさせた配置となっている。

【0014】さらに、回転中の X 線管 2 は、高電圧発生器などを含む照射制御部 9 のコントロールにより、管電圧・管電流等の設定照射条件に従って被検体 M にファンビーム FB を照射する構成となっている。また、天板 2 は被検体 M を載せたままで前後あるいは左右などの各方向に移動可能な構成になっている。天板 2 の移動は天板駆動部 19 のコントロールにより行われる。なお、前記の回転制御部 8 や照射制御部 9 および天板駆動部 19 によるコントロールは、いずれも、操作卓 11 などからの入力操作等に伴って撮影制御部 10 から適時に送出される指令信号に従って行われる。

【0015】X 線検出器 3 の X 線検出ユニット 3 a の数は 2000 個程度である。しかし、瞬間的には、ファン状 X 線ビーム FB が全 X 線検出ユニット 3 a に同時に入射するわけではなく、ファン状 X 線ビーム FB の照射角度 α の範囲に対応する X 線検出ユニット 3 a、 \dots 、3 a だけに X 線が同時入射されることになる。全 X 線検出ユニット 3 a は不動のままであるが、X 線管 1 の回転位置が変わってファンビーム FB の照射方向が変化するのに従い、瞬間的に X 線を同時検出する各 X 線検出ユニット 3 a、 \dots 、3 a のメンバーは順に隣へ隣へと移ってゆくことになる。こうして X 線検出器 3 の各 X 線検出ユニット 3 a により得られる X 線検出データは、データ収集部（DAS）12 により増幅・A/D 変換されてデジタル電気信号となってから後段に送出される。

【0016】そして、実施例の X 線 CT 装置において一つの特徴的な構成として、図 1 に示すように、X 線管 1 に対しては被検体 M を挟んで対向配置となるとともに、X 線検出器 3 に対しては前面配置となるようにして X 線管 1 と一体的に移動するように配設されている散乱 X 線除去用のコリメータ 13 が備えられている。つまり、実施例の X 線 CT 装置の場合、回転リング 7 には被検体 M を挟んで X 線管 1 と向き合う位置にコリメータ 13 が取り付けられており、X 線検出器 3 の X 線検出ユニット 3 a、 \dots 、3 a には必ずコリメータ 13 を介して X 線が

入射される構成となっていて、散乱X線がコリメータ13によりカットされる結果、X線検出ユニット3a、
・、3aへ散乱X線が入射しなくなる。つまり、X線検出器3への散乱X線の入射が回避されるのである。

【0017】コリメータ13は、図3および図4に示すように、全スリット板13a、
・、13aが、所定の間隙Laを隔てて長手方向をZ方向に揃えて向けられているとともに、スリット板13aとスリット板13aの間からX線管1の焦点が見える（いわゆる睨む）ような配置で被検体Mの体軸Zを巡る方向に沿って所定角度範囲の間だけ並べられており、X線はスリット板13a、
13aの間を通して各X線検出ユニット3aに入射して検出される構成となっている。コリメータ13における具体的寸法例としては、スリット板13a、
・、13aの配列ピッチLPが2mm、スリット板13aの厚みLdが300μm、間隙Laが1.7mmの数値が挙げられる。勿論、コリメータ13は散乱X線を遮蔽する機能を発揮させるために鉛などのX線遮蔽材を用いて形成されている。

【0018】またX線検出器3における各X線検出ユニット3aの各々に関して、図1に矢印RCで示す1チャンネル分のX線検出ユニット3aを代表として取り上げて説明するが、矢印RCで示すX線検出ユニット3aの前面に左端のスリット板13a、13aの間が位置する時のX線管1の回転角度θaと、矢印RCで示すX線検出ユニット3aの前面に右端のスリット板13a、13aの間が位置する時のX線管1の回転角度θbの間にX線管1の回転角度がある間は、コリメータ13がX線検出ユニット3aの前にあってX線検出ユニット3aがX線検出動作を行う。なお、X線検出ユニット3aの方から見た入射X線の角度範囲は有効角βとなる。この有効角βは撮影可能な被検体Mの大きさを知る目安となる。有効角βは、通常、50°前後の角度であるが、コリメータ13のスリット板13a、13aの取り付け範囲（長さ）の調整等により50°前後の有効角βが無理なく設定できる。他のチャンネルのX線検出ユニット3aについても、有効角βに関しては全く同様である。

【0019】さらに、実施例のX線CT装置において、もう一つの特徴的な構成として、図1に示すように、X線検出器3に対するコリメータ13の位置関係の変化に起因するX線検出データの強度変動（以下、適宜「X線検出データの強度変動」と略記）を除去する信号補正処理を行う検出データ補正処理部14を備えている。すなわち、図4に示すように、X線検出器3に対するコリメータ13の位置により、各チャンネルのX線検出ユニット3aの前面のスリット板13aの対面状況（介在状況）が異なり、1枚のスリット板13aだけが前面に対面して位置するX線検出ユニット3aもあれば、2枚のスリット板13aが前面に対面して位置するX線検出ユニット3aもあり、各X線検出ユニット3aそれぞれに

について見れば前面のスリット板13aの対面状況はコリメータ13の回転に伴って刻々変化する。

【0020】一方、X線検出ユニット3aの前面のスリット板13aの対面状況が違えば、X線検出ユニット3aから出力されるX線検出データの強度は異なる。なぜなら、スリット板13aに当たる入射X線は散乱X線であっても僅ではあるが遮られるので、スリット板13aの対面状況に応じてX線検出ユニット3aのX線入射量が増減して、X線検出データの強度にX線入射量の変化に対応した相違が生じるからである。したがって、各チャンネルのX線検出ユニット3aのX線検出データの強度は、図5に示すように、X線管1が回転角度θa～回転角度θbの範囲にあってX線検出動作を行う間は、仮に被検体MのX線吸収が完全に一定であっても変動する。X線管1が回転角度θa～回転角度θbの範囲を外れている間は、X線が入射しないので実質的にX線検出動作は停止している。ちなみに、図5は空（被検体Mの無い）状態で得た1チャンネル分のX線検出ユニット3aのX線検出データの強度とX線管1の回転角度の関係を示している。図5に出現するX線検出データの強度変動は、最終的な画像の上にアーティファクト（偽像）などとして現れる。

【0021】そこで、実施例のX線CT装置では、検出データ補正処理部14による信号処理により、図5に示すX線検出データの強度変動が解消されるよう構成されているのである。実施例の装置の場合、検出データ補正処理部14による具体的な信号処理は、次のようになっている。図5のX線検出データのうちX線管1が丁度そのX線検出ユニット3aの真上に来た回転角度〔(θa+θb)/2〕の時の強度Soを基準にして、他の回転角度の時のX線検出データの強度Sxの比率Sx/Soによって除算演算（割り算）してやれば、Sx÷(Sx/So)=Soとなり、図6に示すように、X線検出データの強度変動が完全に除去できる。したがって、実施例のX線CT装置の場合、各チャンネル毎のX線検出ユニット3aについて適当な比率Sx/Soを予め求出・記憶しておいて、実際のX線撮影の実行に伴って得られる全X線検出データの強度を比率Sx/Soで除算する信号補正処理が行われることになる。

【0022】実施例の装置の場合、適当な比率Sx/Soの求出・記憶は次のようにしてなされている。空（被検体Mの無い）状態で各チャンネルのX線検出ユニット3aの各々について図5に相当するX線検出データを得るとともに、撮影制御部13で比率Sx/Soを求めた後、求めた各比率Sx/SoをX線検出ユニット3aのチャンネル番号およびX線管1の回転角度と対応付けて、比率テーブル15に格納して記憶する。この比率Sx/Soの求出・記憶は全チャンネルのX線検出ユニット3aの各々に対して行われる。そして、実際のX線撮影において信号補正処理を行う際は、補正対象のX

線検出データについてのチャンネル番号およびX線管1の回転角度が同一の比率 S_x/S_o が比率テーブル15から読み出されるとともに、検出データ補正処理部14により補正対象のX線検出データの強度 S_s と読み出した比率 S_x/S_o からX線検出データの強度変動除去のための信号補正処理として $S_s \div S_x/S_o$ という演算が行われる。勿論、比率テーブル15よりの比率の読み出し及び補正処理用の演算は、必要なX線検出データ全てに対して行われる。

【0023】さらに、実施例のX線CT装置には、検出データ補正処理部14によって補正されたX線検出データに基づき3次元画像再構成処理を行う画像再構成部16や作成された(X線)CT画像を一時的に記憶するCT画像メモリ17の他、CT画像を画面表示する表示モニタ18などが配設されている。

【0024】続いて、上述した構成を有する実施例のX線CT装置において比率 S_x/S_o の求出・記憶およびX線撮影を実行する際の装置動作を、図面を参照しながら説明する。図7は、実施例装置での比率 S_x/S_o の求出・記憶およびX線撮影の進行状況を示すフローチャートである。なお、普通、比率 S_x/S_o の求出・記憶は装置納入時などに1回実行すれば事足りるものである。

〔ステップS1〕空の状態で作卓11の操作によりX線撮影を開始する。

【0025】〔ステップS2〕各チャンネルについてX線検出データをチャンネル番号およびX線管1の回転角度と対応させたかたちで撮影制御部10に取り込む。

【0026】〔ステップS3〕各チャンネルについて比率 S_x/S_o を求出する。

【0027】〔ステップS4〕各チャンネルについての求出した比率 S_x/S_o をチャンネル番号およびX線管1の回転角度と対応させて比率テーブル15に全て格納記憶すれば、比率 S_x/S_o の求出・記憶は完了となる。

【0028】〔ステップS5〕被検体Mを天板2の上に載置して撮影位置にセットする。

【0029】〔ステップS6〕X線撮影の開始に伴って、データ収集部12より各チャンネルについてのX線検出データがチャンネル番号およびX線管1の回転角度と対応させたかたちで検出データ補正処理部14へ送り込まれる。

【0030】〔ステップS7〕検出データ補正処理部14は送り込まれた補正対象の各X線検出データのチャンネル番号およびX線管1の回転角度と対応する比率 S_x/S_o を比率テーブル15より読み出す。

【0031】〔ステップS8〕補正対象である各X線検出データの強度 S_s と読み出した比率 S_x/S_o で $S_s \div S_x/S_o$ という除算演算を次々と実行して補正済のデータを画像再構成部16へ送出する。

【0032】〔ステップS9〕画像再構成部16は補正されたX線検出データに基づき3次元画像再構成処理を行うとともに、再構成処理結果に基づきCT画像が作成される。

【0033】〔ステップS10〕作成されたCT画像が画像メモリ17に記憶されるとともに、必要に応じて表示モニタ18の画面に映し出される。

【0034】〔ステップS11〕未撮影の関心部位があれば、天板2を移動して被検体Mの次の関心部位を撮影位置へセットしてからステップS6へ戻る。撮影する関心部位が無ければX線撮影は終了となる。

【0035】この発明は上記実施の形態に限られることなく、下記のように変形実施することができる。

(1) 実施例のX線CT装置では、コリメータ13は一つ取り付けられているだけであったが、図8に示すように、スリット間隔の大きい第1コリメータ13aとスリット間隔の小さい第2コリメータ13bが配設されるとともに、第1コリメータ13aおよび第2コリメータ13bのいずれか一方をX線検出器3の前面に選択的に配置できるよう構成されている装置が、変形例として挙げられる。この変形例の場合、空間分解能より検出感度が優先する場合(例えば心臓などの動きのある関心部位の場合)はスリット間隔の大きい第1コリメータ13aが選択されてX線検出器3の前面に配置され、逆に空間分解能が検出感度より優先する場合(例えば脳などの組織が微細な関心部位の場合)はスリット間隔の小さい第2コリメータ13bが選択されてX線検出器3の前面に配置される。

【0036】変形例の場合、第1、第2コリメータ13a、13bは一定の間隔を隔てて、ギヤ付きモータ13dおよび水平ギヤ13eで幅方向に移動可能のようにしてベース13cに配設されている一方、ベース13cにおける両第1、第2コリメータ13a、13bの間はコリメータの長手方向に沿って空隙13fとなっている。そしてベース13cは空隙13fの間にX線検出器3が位置するように配設されており、第1、第2コリメータ13a、13bは空隙13fの位置に移動することによりセットされる構成となっている。また、変形例の場合、図8に示すように、X線検出器3の前を空隙13fにして従来のコリメータレスのセッティングも可能な構成となっている。なお、変形例の装置では、比率 S_x/S_o の求出・記憶は各第1、第2コリメータ13a、13bごとに必要である。

【0037】(2) 上記の実施例のコリメータ13、あるいは、変形例のコリメータ13a、13bの少なくとも一つにおいて、周方向に沿って伸びるスリット板も1~数列設けた格子状のコリメータとした構成の装置が、他の変形例として挙げられる。格子状のコリメータの場合、散乱X線の入射回避機能がより十分となる。

【0038】

【発明の効果】以上に詳述したように、請求項1の発明に係るX線CT装置によれば、X線検出手段には常に散乱X線除去用のコリメータ手段を介して検出すべきX線が入射される構成であるので、散乱X線はX線検出手段に入射する前にコリメータ手段により除かれる。また、コリメータ手段がX線照射手段に一体的に取り付けられて移動するので、コリメータ手段に対するX線の入射角が常に同一となり、画像再構成に有用なX線が必要以上にコリメータ手段で遮られて検出できないという事態は回避される。さらに、X線検出手段に対するコリメータ手段の位置関係の変化に起因するX線検出データの強度変動は、検出データ補正手段の信号補正処理により除去される。したがって、この発明によれば、第4世代の装置における散乱X線による空間分解能の低下を適正な状態で解消することができる。

【0039】また、請求項2の発明のX線CT装置によれば、スリット間隔の大きい第1コリメータとスリット間隔の小さい第2コリメータのいずれか一方をX線検出手段の前面に選択的に配置できるよう構成されているので、撮影目的に合わせて、検出感度が空間分解能より優先する場合に適当な第1コリメータと、空間分解能が検出感度より優先する場合に適当な第2コリメータを選択することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例のX線CT装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施例のX線CT装置の撮像系の概略構成を示す側面図である。

【図3】実施例装置におけるコリメータの構成を示す部

* 分斜視図である。

【図4】実施例装置でのX線検出ユニットとコリメータ用のスリット板の対面状況を示す模式図である。

【図5】空状態で得たX線検出データの強度とX線管の回転角度の関係を示すグラフである。

【図6】強度変動除去後のX線検出データの強度とX線管の回転角度の関係を示すグラフである。

【図7】実施例装置での比率 S_x/S_o の求出・記憶およびX線撮影の進行状況を示すフローチャートである。

【図8】変形例におけるコリメータの構成を示す部分平面図である。

【図9】従来の第3世代タイプのX線CT装置の要部構成を示す模式図である。

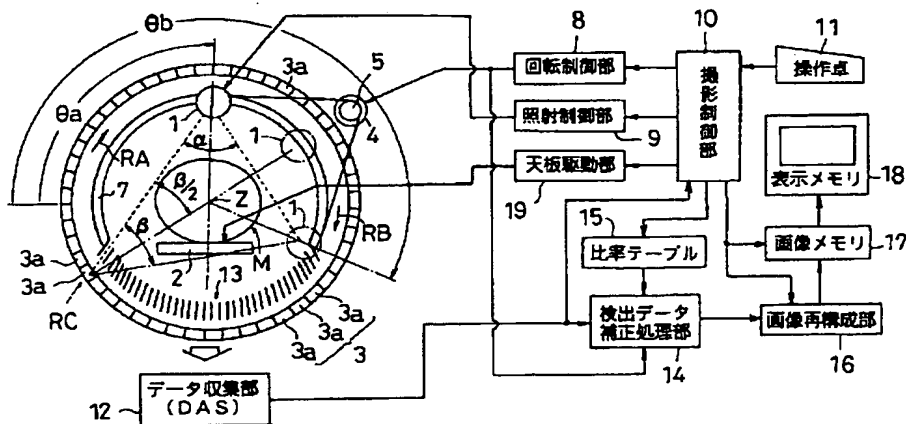
【図10】従来の第4世代タイプのX線CT装置の要部構成を示す模式図である。

【符号の説明】

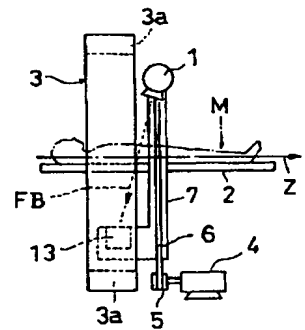
- 1 … X線管
- 3 … X線検出器
- 3a … X線検出ユニット
- 7 … 回転リング
- 8 … 回転制御部
- 9 … 照射制御部
- 13 … コリメータ
- 13a … 第1コリメータ
- 13b … 第2コリメータ
- 14 … 検出データ補正処理部
- 15 … 比率テーブル
- FB … ファン状X線ビーム
- M … 被検体

30

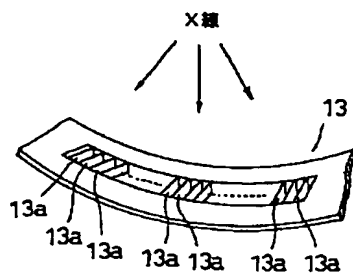
【図1】



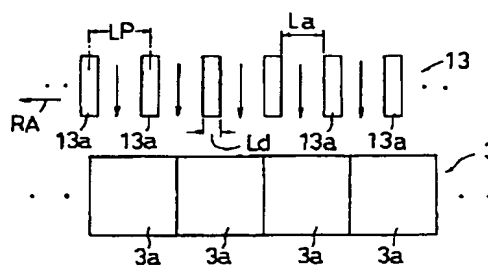
【図2】



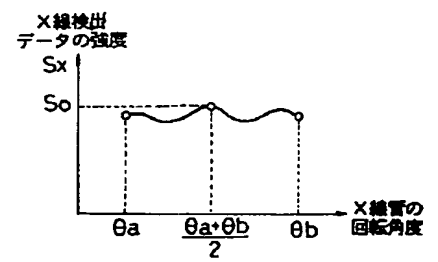
【図3】



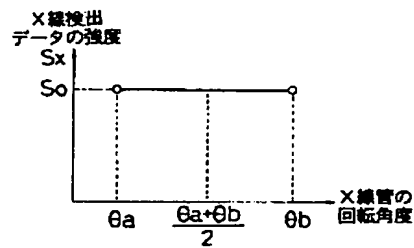
【図4】



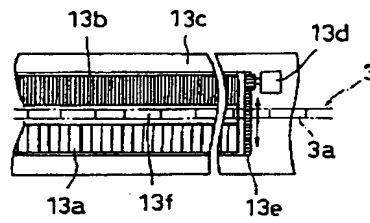
【図5】



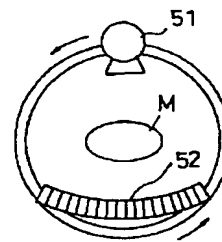
【図6】



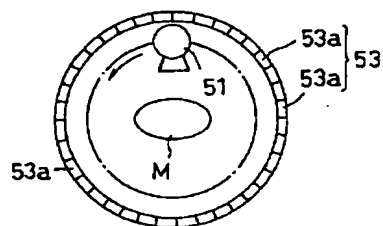
【図8】



【図9】



【図10】



【図7】

